

# ШВИДКОДІЮЧИЙ ТЕРМОМЕТР В СИСТЕМІ МОНІТОРІНГА ПСИХОФІЗІОЛОГІЧНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ

Мещанінов С. К.

*Дніпровський державний технічний університет,  
вул. Дніпробудівська 2, м. Кам'янське, 51918, Україна  
sergey.meshaninov@gmail.com*

Вимірювання температури тіла людини складають одну із найбільш частих завдань діагностики фізіологічного стану людського організму. Проте, існуючі датчики температури біологічних об'єктів (БО) мають недостатню швидкодію при збереженні необхідної точності або навпаки, що не задовольняє специфіці умов вимірювання, наприклад, у період епідемій, коли вимагається практично миттєва реалізація цієї процедури. З метою отримання відповідного технічного рішення, що могло б задовольняти викладеним вище умовам, здійснено математичне моделювання процесу вимірювання температури тіла людини з врахуванням біологічного зворотного зв'язку (БЗЗ), завдяки дії якого відбувається швидке охолодження до температури поверхні шкіри людини і подальше встановлення теплового балансу між чутливим елементом датчика і температурою тіла людини. Механізм теплообміну живого організму з довкіллям дозволяє представити процес взаємодії чутливого елемента і БО у вигляді простої імітаційної моделі, зображеної на рис. 1, що досліджувалася в MATLAB Simulink.

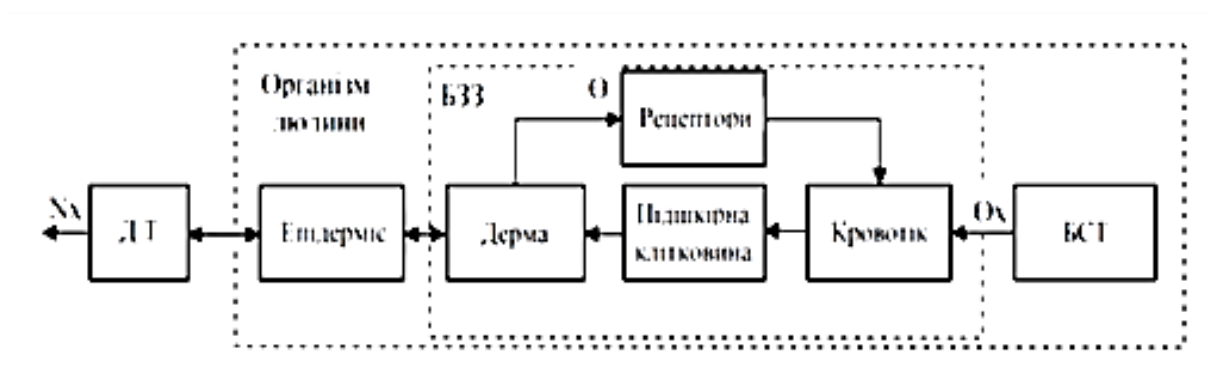


Рисунок 1 – Структура імітаційної моделі теплообміну між БО і ДТ

Імітаційна модель включає модель датчика температури (ДТ), біологічного об'єкту, що складається із зовнішнього прошарку шкіри (епідермісу), що взаємодіє із зовнішнім середовищем і термочутливим елементом датчика, і модель функціонування БЗЗ (внутрішніх прошарків шкіри: дерми і підшкірної жирової клітковини, капілярної системи і термочутливих рецепторів), а також модель блоку сталої температури, що моделює внутрішні органи, температура яких вважається постійною в часі

за рахунок процесу терморегуляції БО. Запропонований набір елементів структури містить усі основні компоненти, що необхідні для моделювання процесу взаємодії ЧЕ з БО на фізичному рівні з урахуванням впливу БЗЗ.

На рис. 2 приводиться модель датчика температури (ДТ) у режимі вимірювання температури поверхні шкіри, де  $R_d$  - теплопровідність контакту між чутливим елементом (ЧЕ) і корпусом датчика, що має температуру  $E_d$ ;  $R_{чЕ}$ ,  $C_{чЕ}$  - теплопровідність і теплоємність ЧЕ;  $E_{чЕ}$  - температура ЧЕ датчика у момент торкання;  $R_{тк}$  - опір теплового контакту корпусу ЧЕ датчика;  $I(t)$  - кероване джерело струму для нагріву ЧЕ. Ці параметри впливають на процес теплообміну між зовнішнім середовищем і шкірою людини. Ключі Кл1, Кл2, Кл3 призначені для моделювання процесу вимірювання температури, починаючи з моменту торкання, який задається функцією управління  $F$ . Логічний стан  $F = 1$  ключів Кл1, Кл2, Кл3 – є початком процесу вимірювання (момент торкання ЧЕ поверхні шкіри). При цьому ключі Кл1 і Кл3 розмикаються, а ключ Кл2 замикається. Таким чином, тепловий потік від поверхні шкіри перемикається із зовнішнього середовища на чутливий елемент.

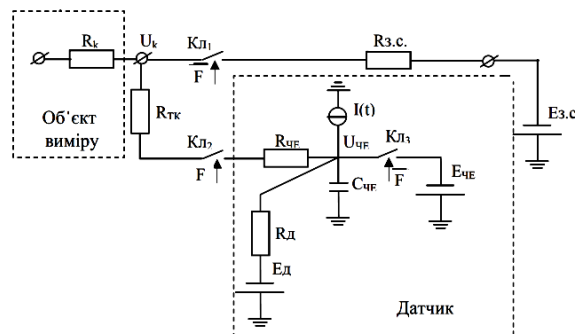


Рисунок 2 – Структура моделі теплових процесів ЧЕ ДТ

Відповідно до моделі взаємодії датчика і об'єкту вимірювання в режимі вимірювання температури поверхні шкіри розроблена модель датчика температури, де в якості чутливого елемента використовується термістор B573 фірми «EPCOS». Об'єктом моделювання є частина вимірювальної системи, що включає вимірювальний ланцюг, диференціальний підсилювач, а також ділянку шкірного покриву, що контактує з чутливим елементом, з обліком БЗЗ. Біологічний об'єкт в даному випадку представлений у вигляді однорідного середовища.

Основою для побудови моделі послужили експериментальні дані за визначенням часу вимірювання температури залежно від температури чутливого елемента, які отримані з використанням мостової вимірювальної схеми.

Модель датчика температури розроблена з використанням програмного середовища Matlab Simulink, яке дозволяє провести необхідний обсяг досліджень.